

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

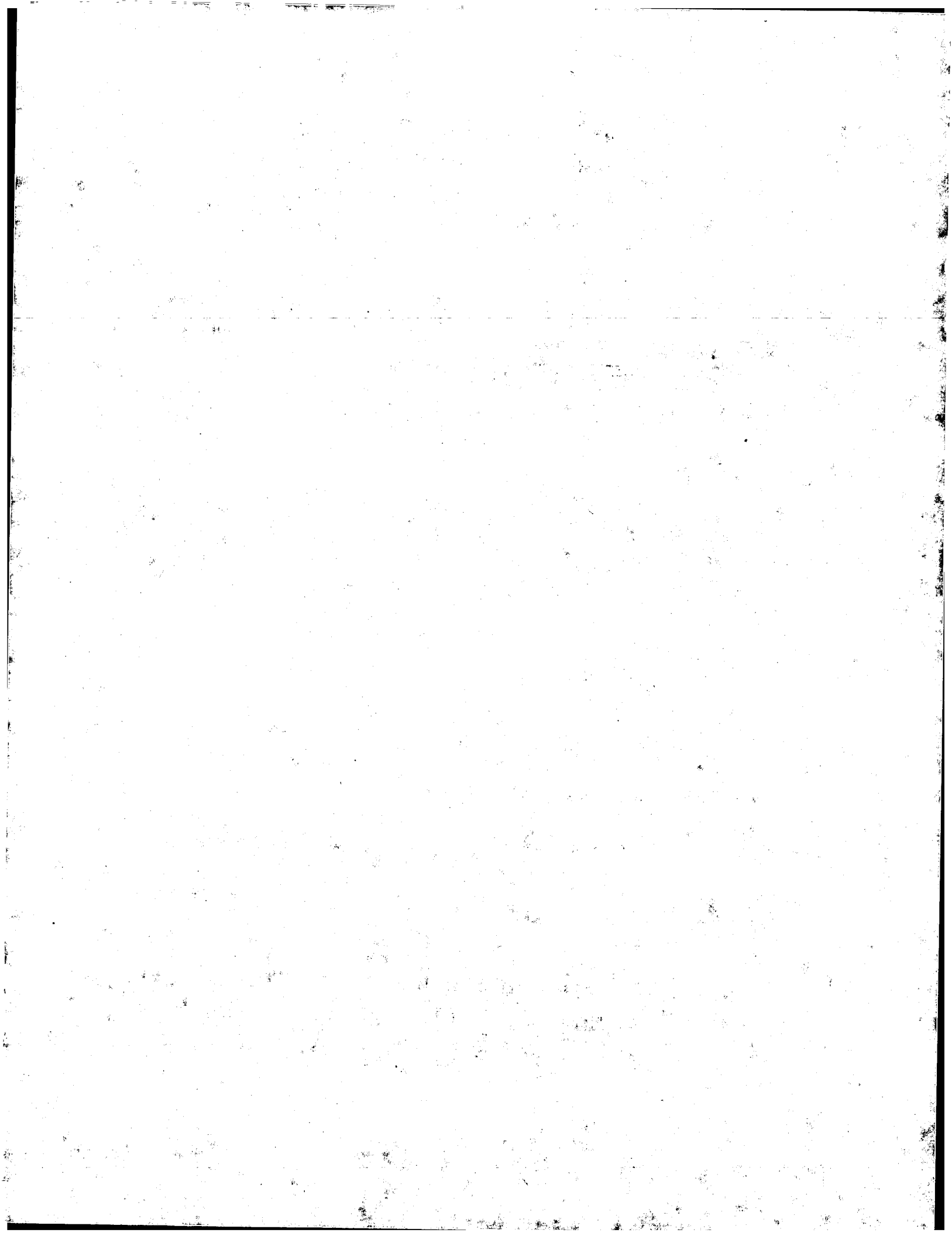
Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**





19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 196 48 076 A 1

51 Int. Cl.⁸:
A 61 B 6/14
A 61 B 6/03
G 06 T 5/00
G 03 B 42/02
G 01 N 23/04
H 04 N 5/321

21 Aktenzeichen: 196 48 076.0
22 Anmeldetag: 20. 11. 96
43 Offenlegungstag: 28. 5. 97

DE 196 48 076 A 1

30 Unionspriorität: 32 33 31
22.11.95 JP P 7-304897

71 Anmelder:
J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, JP

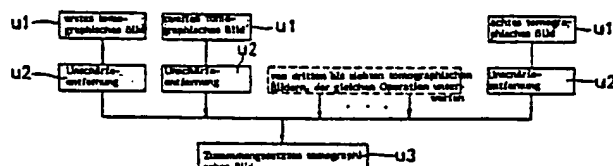
74 Vertreter:
Patentanwälte MÖLLER & HOFFMANN, 81667
München

72 Erfinder:
Arai, Yoshinori, Tokio/Tokyo, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät

57 Die Erfindung betrifft ein dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät, das weite Röntgenstrahlen verwenden kann und ein tomographisches Bild mit einem reduzierten Pegel an Rauschen zu gewinnen vermag. Mittels Bildinformation, die durch einen Röntgenbilddetektor (3) erfaßt ist, werden tomographische Bilder, die in der Anzahl insgesamt acht betragen und mehreren tomographischen Ebenen entsprechen, die in vorbestimmten Intervallen längs der Röntgenbestrahlungsrichtung, beispielsweise in acht tomographischen Ebenen, angeordnet sind, berechnet (U1). Sodann wird ein spezifisches tomographisches Bild der acht tomographischen Bilder herausgegriffen, und ein Faltungsprozeß wird mittels Bildinformation von einem oder von mehreren tomographischen Bildern durchgeführt (U2), um so eine Unschärfe aus dem spezifischen tomographischen Bild zu entfernen. Weiterhin wird die Unschärfe-Entfernung an zwei oder mehr tomographischen Bildern vorgenommen, und die tomographischen Bilder, aus denen eine Unschärfe entfernt ist, werden miteinander summiert, um so ein endgültiges zusammengesetztes tomographisches Bild zu erhalten (U3).



DE 196 48 076 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät, das Information über eine beliebig gekrümmte Tomographieebene als ein zweidimensionales Panorama- oder Rundblickbild erhalten kann.

Gewöhnlich wird ein digitales Panorama-Röntgenabbildungsgerät vorgeschlagen, bei dem Information über einen Zahnbogen mittels eines Röntgenbildsensors zum Umwandeln von Röntgenbildern in elektrische Signale an der Stelle eines Röntgenfilmes abgebildet wird, bei dem weiterhin die Bildinformation in einem Speicher od. dgl. gespeichert wird, und bei dem dann ein vorbestimmter Rechenprozeß durchgeführt wird, um ein tomographisches Bild entsprechend einer beliebigen tomographischen Ebene zu berechnen (vgl. japanische Patentveröffentlichung (Kokoku) Nr. HEI2-29 329). Wenn bei dem Gerät Bildinformation des Zahnbogens einmal gespeichert wird, kann danach eine gewünschte tomographische Ebene bezeichnet werden, um ein beliebiges tomographisches Bild zu erhalten. Mit anderen Worten, das vorgeschlagene Gerät kann verschiedene tomographische Bilder aus lediglich einem Röntgenabbildungsprozeß liefern.

Außerdem gibt es ein anderes digitales Panorama-Röntgenabbildungsgerät, das eine Technik verwendet, bei der ein tomographisches Bild mittels eines derartigen Rechenprozesses gewonnen wird (vgl. japanische Patentveröffentlichung (Kokai) Nr. HEI4-144 548). Bei dem Gerät wird ein erstes tomographisches Bild entsprechend einer ersten tomographischen Ebene, die sich längs des Zahnbogens erstreckt, der das zu diagnostizierende Objekt darstellt, berechnet, ein zweites tomographisches Bild entsprechend einer zweiten tomographischen Ebene einschließlich der Halswirbel, der Unterkieferränder usw., die eine Bildbeobachtung behindern, wird sodann berechnet, das gewonnene zweite tomographische Bild wird einem Rechenprozeß, wie beispielsweise der inversen Projektionsumwandlung unterworfen, und das Hindernis-Schattenbild wird von dem ersten tomographischen Bild subtrahiert, um so ein tomographisches Bild zu erhalten, in welchem der Hindernisschatten im Pegel reduziert ist.

Jedoch können derartige digitale Panorama-Röntgenabbildungsgeräte nach dem Stand der Technik lediglich ein tomographisches Bild längs einer spezifischen tomographischen Ebene erhalten. Für einen Zahnbogen einer beträchtlich großen Dicke ist es daher unmöglich, ausreichend Information zu gewinnen.

Um ein Bild mit einem reduzierten Pegel an Schärfe zu gewinnen, müssen schmale Strahlen verwendet werden, bei denen die Breite der Röntgenstrahlen reduziert ist. Dies bedingt eine Absenkung des Nutzwirkungsgrades der Röntgenstrahlen und führt dazu, daß die für ein Abbilden benötigte Zeitdauer länger wird.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät zu schaffen, das weite Röntgenstrahlen verwenden kann und ein tomographisches Bild mit einem reduzierten Pegel an Unschärfe zu erzeugen vermag.

Zur Lösung dieser Aufgabe sieht die vorliegende Erfindung ein dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1 vor.

Eine vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung ergibt sich aus dem Patentanspruch 2.

Die vorliegende Erfindung schafft also ein dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät mit:

einer Röntgenquelle zum Bestrahlen eines Objektes mit Röntgenstrahlen,
einer Röntgenbilddetektoreinrichtung zum Erfassen eines Bildes der Röntgenstrahlen, die das Objekt durchsetzt haben,

einer Gelenk- bzw. Dreh- oder Schwenkeinrichtung zum integralen Schwenken oder Drehen der Röntgenquelle und der Röntgendetektoreinrichtung um das Objekt,

einer Bildspeichereinrichtung zum Speichern von Bildinformation, die von der Röntgendetektoreinrichtung während einer Zeitdauer ausgegeben ist, in welcher die Schwenkeinrichtung arbeitet, und

einer Bildverarbeitungseinrichtung, um aufgrund der in der Bildspeichereinrichtung gespeicherten Bildinformation ein tomographisches Bild längs einer gewünschten tomographischen Ebene zu erzeugen und einen Rechenprozeß an dem tomographischen Bild durchzuführen,

wobei mehrere tomographische Bilder entsprechend mehreren tomographischen Ebenen, die in vorbestimmten Intervallen längs einer Richtung der Röntgenbestrahlung angeordnet sind, berechnet werden, wobei weiterhin ein Faltungsprozeß oder ein Frequenzprozeß an einem spezifischen tomographischen Bild mittels Bildinformation von wenigstens einem der tomographischen Bilder ausgeführt wird, und wobei dadurch Unschärfe aus dem spezifischen tomographischen Bild entfernt wird.

Gemäß der vorliegenden Erfindung wird ein Faltungsprozeß oder ein Frequenzprozeß mittels mehrerer tomographischer Bilder vorgenommen, wodurch ein von Unschärfe freies tomographisches Bild erhalten werden kann. Der Frequenzprozeß ist ein Prozeß, bei dem nach Durchführung einer schnellen Fourier-Transformation (FFT) ein Bild in geeigneter Weise im Frequenzraum gewichtet wird, und das Bild wird sodann in das Original mittels der inversen FFT zurückgeführt. Selbst wenn in dem Fall, in welchem ein Röntgenabbildungsgerät mittels weiter Röntgenstrahlen vorgenommen wird, tomographische Bilder unscharf oder verschmiert sind, kann ein klares tomographisches Bild durch das obige Entfernen von Unschärfe gewonnen werden.

Die Verwendung von weiten Röntgenstrahlen liefert Vorteile, wie beispielsweise: 1) Einflüsse von Behinderschatten, wie beispielsweise der Halswirbel, können reduziert werden; 2) die Nutzwirkbarkeit der Röntgenstrahlen ist verbessert, und der Strom einer Röntgenröhre kann reduziert werden, um so die Belastung der Röntgenröhre abzusinken; und 3) eine Röntgendetektoreinrichtung mit einer großen Abbildungsfläche kann verwendet werden, und somit ist die Abbildungswirkbarkeit verbessert.

Die Erfindung zeichnet sich dadurch aus, daß ein Entfernen von Unschärfe an zwei oder mehr Bildern der tomographischen Bilder durchgeführt wird, und daß die tomographischen Bilder, aus denen eine Unschärfe entfernt wurde, miteinander summiert werden, um so ein zusammengesetztes tomographisches Bild zu erhalten.

Da erfindungsgemäß tomographische Bilder, aus denen Unschärfe entfernt ist, miteinander summiert werden,

um ein zusammengesetztes tomographisches Bild zu erhalten, ist es möglich, ein Röntgen-Tomographiebild zu gewinnen, das einen reduzierten Pegel an Rauschen und eine höhere Schärfe aufweist.

Die Erfindung schafft also ein dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät, das weite Röntgenstrahlen zu verwenden vermag und ein tomographisches Bild mit einem reduzierten Pegel an Unschärfe gewinnen kann. Durch Verwenden von Bildinformation, die durch einen Röntgenbilddetektor erfaßt ist, werden tomographische Bilder, die beispielsweise in der Anzahl insgesamt acht betragen und mehreren tomographischen Ebenen entsprechen, die in vorbestimmten Intervallen längs der Röntgenbestrahlungsrichtung angeordnet sind, berechnet. Sodann wird ein spezifisches Bild der acht tomographischen Bilder herausgegriffen, und es wird ein Faltungsprozeß mittels Bildinformation von einem oder mehreren der tomographischen Bilder durchgeführt, um dadurch eine Unschärfe aus dem spezifischen tomographischen Bild zu entfernen. Weiterhin wird die Unschärfenentfernung an zwei oder mehr Bildern der tomographischen Bilder vorgenommen, und die tomographischen Bilder, aus denen die Unschärfe entfernt ist, werden miteinander summiert, um so ein endgültiges zusammengesetztes tomographisches Bild zu erhalten.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockdiagramm eines Ausführungsbeispiels der vorliegenden Erfindung,

Fig. 2 ein Flußdiagramm, das den Operationsablauf des gesamten Gerätes darstellt,

Fig. 3 ein Diagramm zur Veranschaulichung des Prinzips der Panoramaaufnahme bzw. Panagraphie,

Fig. 4 ein Diagramm eines Panorama-Röntgenabbildungsgerätes mit einem Röntgen-CCD-Sensor (CCD = ladungsgekoppelte Vorrichtung),

Fig. 5 ein Blockdiagramm, das die elektrische Konfiguration des Gerätes von Fig. 4 veranschaulicht,

Fig. 6 ein Blockdiagramm, das ein weiteres Beispiel der elektrischen Konfiguration oder Verdrahtung veranschaulicht,

Fig. 7 ein Diagramm, das Beziehungen zwischen einem Sekundärschlitz 34 und der Abbildungsfläche der CCD-Vorrichtung 33, die in dem Röntgenbilddetektor 3 angeordnet sind, veranschaulicht,

Fig. 8 ein Diagramm, das Beziehungen zwischen einem Sekundärschlitz 34 und der Abbildungsfläche der CCD-Vorrichtung 33, die in dem Röntgenbilddetektor 3 angeordnet sind, veranschaulicht,

Fig. 9 ein Diagramm, das ein Beispiel zeigt, in welchem Reihen der CCDs durch verschiedene Taktimpulsfrequenzen angesteuert sind,

Fig. 10 ein Diagramm, das das Prinzip der in der Erfindung verwendeten Panoramaaufnahme veranschaulicht,

Fig. 11 ein Flußdiagramm, das einen Prozeß zum Entfernen von Unschärfe gemäß der Erfindung veranschaulicht, und

Fig. 12 ein Flußdiagramm, das ein spezifisches Beispiel des Prozesses zum Entfernen von Unschärfe gemäß der Erfindung veranschaulicht.

Anhand der Zeichnungen werden also im folgenden bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung beschrieben.

Fig. 1 ist ein Blockdiagramm, das ein Ausführungsbeispiel der Erfindung zeigt. Eine Röntgenquelle 2 und ein Röntgenbilddetektor 3 sind gegenüber zueinander angeordnet, wobei zwischen ihnen ein Objekt 1 vorgesehen ist, und jeweils an den Enden eines Armes einer Gelenk- bzw. Dreh- oder Schwenkvorrichtung 4 angebracht. Die Röntgenquelle 2 ist mit einem Primärschlitz oder -spalt versehen und erzeugt Röntgenstrahlen, die vertikal verlaufen und parallel zu der Drehachse sind, um so das Objekt 1 mit den Röntgenstrahlen zu bestrahlen.

Der Röntgenbilddetektor 3 erfaßt zweidimensional das durch das Objekt 1 verlaufene Röntgenbild als ein Schlitzbild, das vertikal gestreckt ist, und setzt dieses Bild in elektrische Signale um. Ein üblicher Röntgenbildsensor kann für den Röntgenbilddetektor 3 verwendet werden. Beispielsweise umfassen derartige Röntgenbildsensoren eine Röntgenkamera mit einem Szintillator, der Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umwandelt, einer Silizium-Verstärkerröhre (SIT), die ein durch den Szintillator erzeugtes Bild in elektrische Signale mit hoher Empfindlichkeit umsetzt, einem Röntgen-CCD-Sensor, der eine Halbleitervorrichtung anstelle der SIT verwendet, einem MOS-Sensor (MOS = Metall-Oxid-Halbleiter) und einem Röntgen-Fluoreszenz-Verstärker.

Der Arm der Schwenkvorrichtung 4 ist drehbar gelagert und wird mit konstanter Winkelgeschwindigkeit gemäß einem Ansteuersignal gedreht, das von einer Bildprozessoreinheit 6 zugeführt ist. Eine Bildspeichereinheit 5 speichert kontinuierlich von dem Röntgenbilddetektor 3 ausgegebene Bildinformation des Objektes 1 während einer Periode, in welcher der Arm gedreht wird. Als Bildspeichereinheit sind ein Videobandrekorder (VTR), ein Videosignal-Aufzeichnungsgerät, wie beispielsweise eine optische Platte oder eine magnetooptische Platte, und eine Halbleiterspeichervorrichtung, wie beispielsweise ein RAM (Speicher mit wahlfreiem Zugriff) mit großer Kapazität geeignet.

Die Bildprozessoreinheit 6, die durch einen Computer od. dgl. verwirklicht sein kann, führt einen Rechenprozeß auf der Grundlage der in der Bildspeichereinheit 5 gespeicherten Bildinformation durch und steuert auch den Betrieb des gesamten Gerätes. Eine Eingabevorrichtung 6a, wie beispielsweise ein Tastenfeld, durch die ein Benutzer Daten eingibt, ist mit der Bildprozessoreinheit 6 verbunden. Ein durch Bildverarbeiten in der Bildprozessoreinheit 6 gewonnenes Panoramabild wird in einem Vollbildspeicher 7 gespeichert und zu einer Ausgabereinheit 8 einschließlich einer Bildanzeigevorrichtung, wie beispielsweise einer Kathodenstrahlröhre oder einer Flüssigkristall-Anzeigevorrichtung, oder einer Hartkopiervorrichtung, die das Bild ausdruckt, gespeist.

Fig. 2 ist ein Flußdiagramm, das den Betriebsablauf des gesamten Gerätes veranschaulicht. Während die Schwenkvorrichtung 4 angesteuert wird, bestrahlt die Röntgenquelle 2 das Objekt 1 mit Röntgenstrahlen, und der Röntgenbilddetektor 3 empfängt Röntgenstrahlen, die das Objekt 1 durchsetzt haben, und wandelt die erhaltene Röntgenbildinformation in elektrische Signale eines Vollbildes um. Beispielsweise haben die elektrischen Signale das gleiche SignalfORMAT wie dasjenige eines Videosignales, das in einem Fernsehsystem verwendet wird. Die Bilder werden kontinuierlich in der Bildspeichereinheit 5 mit einer Rate oder einem Takt von 30 Bildern je Sekunde gespeichert (Schritt S1). Das Vollbild wird als ein vertikal gestrecktes Schlitzbild erzeugt, das

in der Gestalt den Röntgenschlitzstrahlen entspricht. Wenn der Röntgenbilddetektor beispielsweise um die Hälfte des Umfanges des Objektes während einer Periode von 30 Sekunden gedreht wird, wird eine Reihe von 900 Vollbildern erhalten. Derartige Vollbilder sind nicht erforderlich, um eine kontinuierliche Signalform zu haben, wie beispielsweise diejenige des oben erwähnten Videosignales. Zum Beispiel kann der Abbildungsprozeß intermittierend in einem kurzen Zyklus vorgenommen werden, und sich ergebende Bilder können sequentiell in elektrische Signale umgesetzt werden.

Sodann werden das Abrufintervall, in welchem Vollbilder, die in gewissen Zeitintervallen angeordnet sind, aus einer Reihe von Vollbildern abgerufen werden, die kontinuierlich in der Bildspeichereinheit 5 gespeichert sind, und der Abstand oder die Verschiebungsgröße zum Summieren der abgerufenen Vollbilder, während deren Positionen in der Breitenrichtung des Schlitzbildes um einen vorbestimmten Abstand verschoben sind, gewählt (Schritt S2). Entsprechende Vollbilder werden sequentiell in der Form eines digitalen Signales bei dem Abrufintervall abgerufen und sodann dem Summierprozeß unterworfen, während die Positionen gemäß der gewählten Verschiebungsgröße verschoben werden (Schritt S3). Das Abrufintervall und die Verschiebungsgröße können beliebig gewählt werden. Hierzu entsprechend wird ein Panoramabild einer spezifischen tomographischen Ebene als Ergebnis des oben erwähnten Summierprozesses erhalten. Das Panoramabild wird in dem Vollbildspeicher 7 gespeichert und bei Bedarf auf der Ausgabereinheit 8 angezeigt oder in der Form einer Hartkopie ausgegeben (Schritt S4).

Die Symbole S1a, S3a und S4a zeigen schematisch Beispiele der in diesen Schritten erhaltenen Bilder.

Das Prinzip der obigen Technik des Gewinnens eines Panoramabildes einer spezifischen tomographischen Ebene gemäß dem Abrufintervall und der Verschiebungsgröße ist identisch zu dem Prinzip der Technik, bei der in einem herkömmlichen Film-Panorama-Röntgenabbildungsgerät eine Röntgenquelle und ein Film relativ in einem vorbestimmten Verhältnis bewegt werden, um ein Panoramabild einer spezifischen tomographischen Ebene zu gewinnen. Dagegen ist das digitale System insoweit verschieden, daß ein Panoramabild einer beliebigen tomographischen Ebene in geeigneter Weise erzeugt werden kann, indem das Abrufintervall und die Verschiebungsgröße nach dem Abbildungsprozeß gewählt werden.

Fig. 3 ist ein Diagramm, das das Prinzip der Panoramaaufnahme bzw. Panagraphie veranschaulicht. Unter der Annahme, daß Röntgenstrahlen 11 um die Drehmitte 12 im Uhrzeigersinn geschwenkt werden, wird ein Bild eines Objektes in einer tomographischen Ebene A auf einen Röntgenbild-Erfassungsschirm 3a eines Röntgenbilddetektors 3 projiziert, der zusammen mit den Röntgenstrahlen 11 verschwenkt wird, und durchsetzt den Röntgenbilddetektor 3a in einer Richtung von links nach rechts von einer Abbildungsvorrichtung 3b aus gesehen. In ähnlicher Weise wird auch ein Bild eines Objektes in einer anderen tomographischen Ebene A1 auf den Röntgenbild-Erfassungsschirm 3a projiziert, und es durchsetzt den Schirm in der gleichen Richtung. In diesem Fall ist jedoch die Bewegungsgeschwindigkeit des Bildes in der Querrichtung höher als diejenige des Bildes der tomographischen Ebene A, da das tomographische Bild von der Drehmitte 12 um einen größeren Abstand getrennt ist. Wenn das Abrufintervall und die Verschiebungsgröße entsprechend den Geschwindigkeiten von diesen Bildern gewählt werden, kann daher ein Panoramabild des Objektes in der tomographischen Ebene A oder A1 synchron mit der Bewegungsgeschwindigkeit gebildet werden.

Wenn das Abrufintervall und die Verschiebungsgröße konstant sind, hat das sich ergebende tomographische Bild eine gewölbte Gestalt, wie dies in Fig. 3 gezeigt ist. Jedoch sind das Abrufintervall und die Verschiebungsgröße nicht notwendig bei einer Verarbeitung konstant. Wenn sie bezüglich der Bewegung der Drehmitte der Röntgenstrahlen verändert werden, kann ein ähnliches Panoramabild selbst in dem Fall einer tomographischen Ebene, wie eines Zahnbogens, gewonnen werden, in welchem sich die Krümmung abhängig von der Lage verändert.

Das Abrufintervall und die Verschiebungsgröße können gemäß Ergebnissen eines Erfassungsprozesses gewählt werden, in welchem eine Reihe von kontinuierlich in der Bildspeichereinheit 5 gespeicherten Vollbildern rekonstruiert und die Geschwindigkeit, bei der sich das Objektivbild in dem rekonstruierten Bild bewegt, erfaßt wird. Mit anderen Worten, obwohl unklar, erscheinen Bilder von Objekten, durch die Röntgenstrahlen verlaufen sind, in rekonstruierten Bildern, und damit ist es möglich, die Bewegungsgeschwindigkeit des Objektivbildes zu wissen. Wenn die Geschwindigkeit gemessen wird, können daher die Einstellwerte des Abrufintervalles und der Verschiebungsgröße, die zur Gewinnung eines Panoramabildes der Objektiv-Tomographieebene angemessen sind, leicht berechnet werden. Das gewählte Abrufintervall und die gewählte Verschiebungsgröße werden in die Bildprozessoreinheit 6 durch die Eingabevorrichtung 6a, wie beispielsweise ein Tastenfeld, eingegeben.

Auf diese Weise kann ein Panoramabild eines beliebigen tomographischen Bildes rekonstruiert werden, indem lediglich ein Röntgenabbildungsprozeß durchgeführt wird.

Im folgenden wird ein Beispiel, bei dem ein Panoramabild eines beliebigen tomographischen Bildes rekonstruiert wird, indem ein Röntgen-CCD-Sensor einer TDI-Ansteuerung (TDI = Zeitverzögerungsintegration) unterworfen ist, näher erläutert.

Fig. 4 ist ein Diagramm eines Panorama-Röntgenabbildungsgerätes, das einen Röntgen-CCD-Sensor verwendet. Ein Objekt 1, wie beispielsweise der Kopf eines Menschen, wird im Strahlungsgang von Röntgenstrahlen zwischen der Röntgenquelle 1 und dem Röntgenbilddetektor 3, die einander gegenüberliegen, angeordnet. Die Röntgenquelle 2 und der Röntgenbilddetektor 3 sind an den Enden eines drehbaren Armes 4a befestigt. Der Röntgenbilddetektor 3 umfaßt einen Szintillator 31, der die darauf einfallenden Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umwandelt, eine optische Faserplatte (im folgenden als "FOP" abgekürzt) 32, die ein Bild des Szintillators 31 leitet, und eine CCD-Vorrichtung 33 von beispielsweise dem FFT-Typ (FFT bedeutet hier Vollbildübertragung), die das durch die optische Faser 32 geleitete Bild in elektrische Signale umsetzt. Der Arm 4a wird durch einen Armmotor 4b gedreht. Der Drehwinkel des Armes 4a wird durch einen Winkeldetektor 4f erfaßt. Der Winkeldetektor 4f umfaßt einen an der Welle des Armmotors 4b angebrachten Nocken 4c und ein Potentiometer 4d, in welchem ein beweglicher Kontakt durch den Nocken 4c verfahren wird. Die Winkelgeschwindigkeit

der Drehung des Armes 4a wird durch einen Tachometergenerator 4e erfaßt.

Fig. 5 ist ein Blockdiagramm, das die elektrische Schaltung des Gerätes von Fig. 4 zeigt. Ein durch die CCD-Vorrichtung 33 aufgenommenes Bild wird einer Akkumulation oder Ansammlung gemäß der TDI-Methode durch eine CCD-Ansteuerschaltung 23 unterworfen, in welcher die Betriebszeit durch eine CPU 24 gesteuert ist. Das Bildsignal wird in ein Digitalsignal durch einen A/D-(Analog/Digital-)Umsetzer 25 umgesetzt und dann in die CPU (Zentraleinheit) 24 gespeist. Die CPU 24 schreibt das Bildsignal in einen Vollbildspeicher 7, wie beispielsweise einen VRAM. Das in den Vollbildspeicher 7 geschriebene Bild wird durch eine Bildleseschaltung 8a ausgelesen und dann als ein Panorama-Röntgentomographiebild auf einer Bildanzeigevorrichtung 8b angezeigt.

Ein TDI-Taktsignal zum Ansteuern der CCD-Vorrichtung 33 wird durch Multiplizieren einer vom Tachometergenerator 4e ausgegebenen Winkelgeschwindigkeit ω mit einer Funktion $f(\theta)$ eines vom Winkeldetektor 4f ausgegebenen Winkels θ durch einen Analogmultiplizierer 21 und Frequenzumsetzen des Ergebnisses der Multiplikation durch einen Spannungs/Frequenz-(im folgenden als "V/F" bezeichnet) Umsetzer 22 gewonnen. Die Gestalt des Nockens 4c des Winkeldetektors 4f ist auf der Grundlage der Beziehung zwischen der Filmvor-schubgeschwindigkeit und dem Drehwinkel θ des Armes eingestellt. Der Tachometergenerator 4e enthält eine Gleichrichterschaltung 4g, die ein Signal, das der Winkelgeschwindigkeit ω entspricht, die als ein Wechselstrom-signal erhalten ist, in einen Spannungspegel umsetzt.

Fig. 6 ist ein Blockdiagramm, das ein anderes Beispiel der elektrischen Schaltung veranschaulicht. In diesem Beispiel wird die Frequenz des TDI-Taktsignales durch einen digitalen Rechenprozeß berechnet, der durch die CPU 24 ausgeführt wird. Die Bauteile, die solchen von Fig. 5 entsprechen, sind mit den gleichen Bezugszeichen versehen.

Werte der Funktion $f(\theta)$ sind in der Form von Tabellendaten in den Speicher der CPU 24 gesetzt. Die Ausgangssignale des Winkeldetektors 4f und des Tachometergenerators 4e werden digital durch A/D-Umsetzer 25b und 25a umgesetzt und dann zu der CPU 24 gespeist. Gemäß voreingestellten Programmen berechnet die CPU 24 $F = 1/k \times f(\theta) \times \omega/d$, wobei F die Frequenz des Taktsignales, k eine Konstante, $f(\theta)$ einen Wert der Funktion $f(\theta)$, die den Tomographieumlauf bestimmt, und d die Breite eines Pixels bedeuten, und führt Verarbeitungen und Steuerungen zum Erzeugen des TDI-Taktsignales aus.

Im folgenden wird ein Beispiel, in welchem ein Röntgen-CCD-Sensor einer TDI-(Zeitverzögerungsintegration-)Ansteuerung unterworfen ist und in welchem Panoramabilder von mehreren tomographischen Bildern in einem Röntgenabbildungsprozeß rekonstruiert werden, näher beschrieben.

Die Fig. 7 und 8 sind Diagramme, die Beziehungen zwischen einem Sekundärschlitz bzw. -spalt 34 und den Abbildungsbereichen oder -flächen der CCD-Vorrichtung 33 zeigen, welche in dem Röntgenbilddetektor 3 angeordnet sind. Es sei angenommen, daß das Bild des Sekundärschlitzes 34 auf dem Abbildungsbereich von einer oder mehreren CCD-Vorrichtungen 33 erzeugt wird. In diesem Fall ist der Abbildungsmaßstab 1 : nx in x-Richtung oder einer Richtung senkrecht zu der Längsrichtung des Sekundärschlitzes 34 und 1 : ny in y-Richtung. Der Sekundärschlitz 34 hat eine Breite von etwa 5 mm, und die CCD-Vorrichtung 33, die gegenwärtig verfügbar ist, hat einen Abbildungsbereich von 8 mm. In dem Beispiel gilt daher $nx = 1$. Gemäß der Anzahl und Abmessung der zu verwendenden Bildsensoren kann der Abbildungsmaßstab ny in der Längsrichtung des Schlitzes von 1 bis etwa 20 eingestellt werden.

Pixels in einer CCD-Abbildungsbereichsebene mit einer Abmessung von a b (a = Zeilenintervall, b = Spaltenintervall) entsprechen Pixels von (nx x a) (ny x b) auf der Sekundärschlitzebene. In den allgemeinen Darstellungen der Fig. 7 und 8 entsprechen daher 1 bis n optische Pixels in dem Sekundärschlitz 1 bis n Ladungspixels in der CCD-Vorrichtung. In der Längsrichtung des Sekundärschlitzes wird Ähnlichkeit hergestellt. Daher wird ein Bild einer geraden Linie in der Richtung des Sekundärschlitzes auf einer CCD-Linie gebildet.

Wenn geeignete Taktimpulse von der CCD-Ansteuerschaltung 23 anliegen, wie diese in Fig. 5 gezeigt ist, so wird das Bild von einem Abbildungsbereich 33a auf einen Speicherbereich 33b übertragen und dann über ein Schieberegister 33c ausgelesen. Das ausgelesene Bild wird zu dem A/D-Umsetzer 25 gespeist. In einem Normalbetrieb beträgt die Bildansammlungszeitdauer bei der Standardtaktimpulsrate der CCD-Vorrichtung etwa 20 ms. Nach Ablauf der Zeitdauer wird das Bild zu dem Speicherbereich synchron mit Taktimpulsen gespeist. Folglich sind Taktimpulse, deren Anzahl gleich zu der Anzahl der Zeilen der CCD-Vorrichtung ist, erforderlich. Auf der Grundlage des CCD-Formates mit 300 Zeilen und der Impulsdauer von 2 ms wird daher der Abbildungsbereich nach Ablauf von etwa 0,6 ms leer, und ein neues Bild kann unmittelbar aufgenommen werden.

Das in dem Szintillator 31 erzeugte optische Bild wird auf der CCD-Vorrichtung 33 erzeugt, und das erzeugte Ladungsbild wird bei einer vorbestimmten Taktimpulsrate von dem Abbildungsbereich zu dem Speicherbereich synchron mit den Taktimpulsen gespeist. In diesem Fall wird ein Bild in der Einheit einer Zeile über das Schieberegister synchron mit den Taktimpulsen ausgelesen, wodurch die Bildinformation angesammelt wird. Die Taktimpulsrate ist so gewählt, daß bei Umsetzung auf die Sekundärschlitzebene die Geschwindigkeit des Ladungsbildes in der x-Richtung gleich zu derjenigen der einen Film verwendenden herkömmlichen Tomographie ist.

Wie in Fig. 8 gezeigt ist, ist die CCD-Vorrichtung 33 in Spalten b1 bis bm unterteilt. Ladungen von jeder Spalte werden von einer Zeile zu der nächsten Zeile übertragen und dann zu dem Speicherbereich 33b oder direkt zu dem Schieberegister 33c synchron mit den Taktimpulsen gespeist. Die Geschwindigkeit, mit der dieser Prozeß durchgeführt wird, wird durch die Frequenz der Übertragungstaktimpulse eingestellt. Eine tomographische Ebene, von der ein Bild scharf erzeugt werden kann, ist durch den folgenden Ausdruck gegeben:

$$f = v/a \cdot d/(L-d)$$

wobei d den Abstand zwischen dem Film und dem Objekt, L den Abstand zwischen dem Film und der Röntgenquelle, v die Geschwindigkeit der Röntgenquelle in einer Richtung senkrecht zu dem Objekt, a die Breite einer CCD-Zeile und f die Frequenz der Taktimpulse bedeuten.

Fig. 9 ist ein Diagramm, das ein Beispiel zeigt, in welchem die Zeilen der CCDs durch verschiedene Taktimpulsfrequenzen angesteuert sind. Unter den CCD-Spalten b_1 bis b_m sind einige Spalten durch verschiedene Taktimpulsfrequenzen t_1 bis t_k gesteuert. In diesem Fall entspricht jede Taktimpulsfrequenz einer Abbildungstomographieebene. Die Steuerung kann unter gleichmäßiger Verteilung auf der CCD-Vorrichtung durchgeführt werden. In Fig. 9 sind die Spalten b_2, b_4, b_6, b_8 und b_{10} durch eine Taktimpulsfrequenz t_1 gesteuert, die Spalten b_3, b_7 und b_{11} sind durch eine Taktimpulsfrequenz t_2 gesteuert, und die Spalten $b_1, b_5, b_9, b_{12}, \dots$ sind durch eine Taktimpulsfrequenz t_3 gesteuert. Dies bedeutet, daß in dem oberen Teil eines CCD-Elementes die Spalten durch Taktimpulsfrequenzen jeweils entsprechend drei verschiedenen tomographischen Ebenen gesteuert sind, und die der zwölften Spalte folgenden Spalten der Vorrichtung sind lediglich durch eine einzige Taktimpulsfrequenz gesteuert. In dem Beispiel von Fig. 9 können daher drei verschiedene tomographische Ebenen jeweils entsprechend den Taktimpulsfrequenzen t_1, t_2 und t_3 in dem oberen Bildteil erfaßt werden. Dagegen wird in dem unteren Bildteil lediglich ein Bild einer tomographischen Ebene, d. h. ein tomographisches Bild entsprechend der Taktimpulsfrequenz t_3 , erzeugt.

Wenn auf diese Weise die Spalten der CCD durch verschiedene Taktimpulsfrequenzen gesteuert sind, können jeweils tomographische Bilder entsprechend mehreren tomographischen Ebenen gleichzeitig erzeugt werden.

Im folgenden wird der Prozeß zum Entfernen von Unschärfe aus den tomographischen Bildern näher beschrieben.

Fig. 10 ist ein Diagramm, das das Prinzip der bei der Erfindung verwendeten Panographie bzw. Panoramadarstellung veranschaulicht. Die Röntgenquelle 2 liegt auf der Rückseite des Kopfes bezüglich des Unterkiefers 1a, der eine im wesentlichen U-ähnliche Gestalt hat. Die Röntgenstrahlen 11, die weit sind, so daß die horizontale Breite auf etwa 10 bis 30 mm in dem abzubildenden Teil anwächst, treten senkrecht in den abzubildenden Teil oder den Zahnbogen ein. Der Röntgenbilddetektor 3 liegt auf der Seite des Gesichtes, um die Röntgenstrahlen 11 zu empfangen, die durch den abzubildenden Teil verlaufen sind. Die Röntgenquelle 2 und der Röntgenbilddetektor 3 werden insgesamt geschwenkt, und die Drehmitte wird längs einer gekrümmten Bahn Q verfahren, wie dies in Fig. 10 gezeigt ist.

Fig. 11 ist ein Flußdiagramm, das einen Prozeß des Entferns von Unschärfe gemäß der Erfindung veranschaulicht. Auf der Grundlage der durch den Röntgenbilddetektor 3 erfaßten Bildinformation werden entsprechend der obigen Technik tomographische Bilder, die insgesamt acht betragen und mehreren tomographischen Ebenen entsprechen, die in vorbestimmten Intervallen längs der X-Bestrahlungsrichtung, beispielsweise in acht tomographischen Ebenen P_1 bis P_8 angeordnet sind, wie dies in Fig. 10 gezeigt ist, berechnet (Schritt u1).

Sodann wird ein spezifisches Bild der acht tomographischen Bilder herausgegriffen, und ein Faltungsprozeß wird mittels Bildinformation von einem oder mehreren tomographischen Bildern ausgeführt, um dadurch eine Unschärfe oder Trübung bzw. Verwischung aus dem spezifischen tomographischen Bild zu entfernen (Schritt u2).

Weiterhin wird die Unschärfeentfernung an zwei oder mehreren tomographischen Bildern vorgenommen, und die tomographischen Bilder, aus denen eine Unschärfe entfernt ist, werden miteinander summiert, um ein endgültiges zusammengesetztes tomographisches Bild zu erhalten (Schritt u3).

Im folgenden wird ein spezifisches Beispiel der Positionen der tomographischen Bilder näher erläutert. Ein Röntgenbilddetektor 3 ist durch mehrere Lichtempfangspixel ausgebildet. In dem tomographischen Bild, das beispielsweise um ein Bild weiter nach innen als das mittlere tomographische Bild liegt, ist daher ein Pixel in jeder der Seiten vermindert, oder es sind zwei Pixel insgesamt in beiden Seiten reduziert. Auf diese Weise wird beim Bewegen zur Innenseite nacheinander die Anzahl der die jeweiligen tomographischen Bilder erzeugenden Pixel um zwei herabgesetzt. Dagegen wird beim Bewegen zur Außenseite nacheinander die Anzahl der die jeweiligen tomographischen Bilder erzeugenden Pixel um zwei erhöht. Es sei angenommen, daß der Abstand zwischen der Drehmitte und dem abzubildenden Teil 50 mm beträgt und der Sekundärschlitz des Röntgenbilddetektors 3 eine Breite entsprechend 40 Pixeln hat (in dem Fall, in welchem die Abmessung eines Pixels auf 0,25 mm eingestellt ist und die Breite des Sekundärschlitzes einen Wert von 10 mm aufweist). Wenn das mittlere tomographische Bild als die Bezugsgröße eingestellt ist, können die Positionen oder Lagen der tomographischen Ebenen wie folgt ausgedrückt werden:

Die Ebene, die um zwei weiter nach außen als die Mitte liegt, ist bei $44/40 \times 50 \text{ mm} = 55 \text{ mm}$ gelegen.

Die Ebene, die um eins weiter nach außen als die Mitte liegt, ist bei $42/40 \times 50 \text{ mm} = 52,5 \text{ mm}$ positioniert.

Die mittlere Ebene ist bei $40/40 \times 50 \text{ mm} = 50 \text{ mm}$ positioniert.

Die Ebene, die um eins weiter nach innen als die Mitte liegt, ist bei $38/40 \times 50 \text{ mm} = 47,5 \text{ mm}$ positioniert.

Die Ebene, die um zwei weiter nach innen als die Mitte liegt, ist bei $36/40 \times 50 \text{ mm} = 45 \text{ mm}$ positioniert.

Diese Beziehungen beruhen auf der Annahme, daß die Röntgenstrahlen parallel zueinander sind. Wenn die Röntgenstrahlen in eine Sektorform erweitert sind, wird der Vergrößerungsfaktor berücksichtigt. Auf diese Weise werden die Intervalle der tomographischen Ebenen gemäß der Anzahl der Pixeln im Röntgenbilddetektor 3 verändert.

Im folgenden wird der Unschärfegrad im Bild jeder tomographischen Ebene beschrieben. Es sei angenommen, daß ein Punkt A, der frei von Unschärfe ist, auf der mittleren tomographischen Ebene vorliegt. In der tomographischen Ebene, die um eins weiter nach innen als die Mitte liegt, ist der Punkt A auf drei Pixeln und führt zu einem verschwommenen Bild. Wenn die Dichte des Originalpunktes A in der Mitte durch D_0 angegeben ist, ist die Dichte D_{-1} des unscharfen oder verschwommenen Bildes in gleicher Weise durch drei oder $D_{-1} = D_0/3$ geteilt.

In der tomographischen Ebene, die um zwei weiter nach innen als die Mitte liegt, erscheint der Punkt A als

unscharfes oder verschwommenes Bild, das auf fünf Pixels vorliegt. Wenn die Dichte des Originalpunktes A in der Mitte durch D_0 angezeigt ist, ist die Dichte D_{-2} des unscharfen Bildes in gleicher Weise durch fünf geteilt oder es gilt $D_{-2} = D_0/5$.

Auf diese Weise können die Dichteverteilungen zwischen einem unscharfen Bild und dem Originalbild klargestellt werden. Dann kann das verschwommene Bild durch Rückführen der Berechnung entfernt werden. 5

Im folgenden wird das Entfernen einer Unschärfe näher erläutert.

Wenn der Ausdruck $D_{-1} = D_0/3$ abgewandelt wird, wird $3 \times D_{-1} = D_0$ erhalten. Wenn die Dichten der unscharfen Punkte in der tomographischen Ebene, die um eins weiter nach innen als die Mitte liegt, durch D_{-1-1} , D_{-10} und D_{-11} angezeigt werden, wird die folgende Beziehung erhalten: 10

$$D_{-1-1} + D_{-10} + D_{-11} = D_0$$

In ähnlicher Weise wird auch in der tomographischen Ebene, die um eins weiter nach außen als die Mitte liegt, die folgende Beziehung erhalten: 15

$$D_{+1-1} + D_{+10} + D_{+11} = D_0$$

Der Punkt und die Dichte D_{-10} in der Ebene, die um eins weiter nach innen als die Mitte liegt, erscheint als unscharfes Bild bei D_{0-1} , D_{00} und D_{01} in der Mitte. Als ein Ergebnis ist an dem Punkt A (Dichte D_{00}) die Dichte, die 1/3 von D_{-10} des Punktes beträgt, als Unschärfe überlagert. Wenn lediglich der Punkt unscharf oder 20 verschwommen ist, wird die folgende Bedingung erhalten:

$$D_{00} = D_{-10}/3.$$

Da die Dichte D_{-1-1} des benachbarten Punktes überlappt ist, wird in ähnlicher Weise die folgende Beziehung 25 erhalten:

$$D_{00} = D_{-1-1}/3.$$

Als ein Ergebnis empfängt der Punkt 1/3 der Unschärfe von jedem der drei Punkte in der inneren Ebene, und damit gilt: 30

$$D_{00} = (D_{01} + D_{00} + D_{01})/3.$$

Da der Punkt eine Unschärfe auch von den drei Punkten in der äußeren Ebene empfängt, wird darüber hinaus 35 die Unschärfe addiert, und sodann wird die folgende Beziehung erhalten:

$$D_{00} = ((D_{0-1} + D_{00} + D_{01}) + (D_{+1-2} + D_{+10} + D_{+11}))/3.$$

Wie oben erläutert ist, wird 1/3 der Unschärfe zu dem Punkt A von jedem der sechs Punkte addiert. Folglich 40 kann eine Unschärfe aus dem Punkt A entfernt werden, indem die Dichten subtrahiert werden, die aus den sechs Punkten hervorgehen. In den sechs Punkten erscheint auch die Unschärfe an dem Punkt A (jeder Punkt enthält 1/3 von D_{00} , und sechs Punkte insgesamt werden angesammelt, mit dem Ergebnis, daß $D_{00}/3 \times 6 = 2 \times D_{00}$ vorliegt). Wenn die Subtraktion einfach durchgeführt wird, tritt daher eine übermäßige Substraktion entsprechend $2 \times D_{00}$ auf. Die Dichte D des Punktes A ohne Unschärfe beträgt: 45

$$D = D_{00} - (D_{0-1} + D_{00} + D_{01} + D_{+1-1} + D_{+10} + D_{+11})/3.$$

Wenn dies durch $2 \times D_{00}$ korrigiert wird, das ausdrücklich subtrahiert wurde, nimmt die Dichte den folgenden 50- Wert an:

$$D = 3 \times D_{00} - (D_{0-1} + D_{00} + D_{01} + D_{+1-1} + D_{+10} + D_{+11})/3.$$

Durch richtiges Umschreiben dieses Ausdruckes wird die folgende Beziehung erhalten: 55

$$D(X, Y) = D(X, Y) \times 3 - (D(X+1, Y+1) + D(X, Y+1) + D(X-1, Y+1) + D(X+1, Y-1) + D(X, Y-1) + D(X-1, Y-1))/3,$$

wobei (X, Y) (Spalte, Zeile) bedeutet.

Im folgenden wird ein spezifisches Beispiel eines Faltungsprozesses beschrieben. Beispielsweise besteht jedes 60 tomographische Bild aus m Pixels in seitlicher Richtung und n Pixels in vertikaler Richtung. Die Daten des tomographischen Bildes, das das erste Bild, gezählt von der innersten Seite aus ist, sind durch $d(1, 1, 1) \dots d(1, m, n)$ angezeigt, die Daten des zweiten tomographischen Bildes sind durch $d(2, 1, 1) \dots d(2, m, n)$ angegeben, und die Daten eines k-ten tomographischen Bildes sind in ähnlicher Weise durch $d(k, 1, 1) \dots d(k, m, n)$ gegeben.

Im folgenden wird ein Fall beschrieben, in welchem das zweite Bild ($k = 2$) als ein spezifisches tomographi- 65 sches Bild betrachtet und ein Faltungsprozeß mittels der vorangehenden und nachfolgenden tomographischen Bilder ($k = 1$ und 3) durchgeführt wird. Die Faltungsfunktion kann als eine Determinante wie folgt ausgedrückt werden:

$$5 \quad \begin{pmatrix} -1/3 & -1/3 & -1/3 \\ 0 & 3 & 0 \\ -1/3 & -1/3 & -1/3 \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

Wenn der Ausdruck (1) normiert wird, so wird der folgende Ausdruck erhalten:

$$10 \quad 3 \cdot \begin{pmatrix} -1/9 & -1/9 & -1/9 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1/9 & -1/9 & -1/9 \end{pmatrix} \quad \dots (2)$$

15 Sodann kann die Pixeldichte $D(m, n)$ des tomographischen Bildes ohne Unschärfe wie folgt ausgedrückt werden:

$$20 \quad D(m, n) = 3 \cdot \{d(2, m, n) - 1/9 [d(1, m-1, n) + d(1, m, n) + d(1, m+1, n) + d(3, m-1, n) + d(3, m, n) + d(3, m+1, n)]\} \quad (3)$$

Wenn $D(m, n)$ bezüglich m von 1 bis $m-1$ und n von 0 bis n berechnet wird, so kann ein tomographisches Bild erhalten werden, in welchem eine Unschärfe oder Verschmierung entfernt ist.

25 In dem oben beschriebenen Beispiel wird die 3×3 -Determinante verwendet. Eine 5×5 -Determinante oder eine 7×7 -Determinante kann in der folgenden Weise gedehnt werden:

$$30 \quad \begin{pmatrix} -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 \\ 0 & -1/3 & -1/3 & -1/3 & 0 \\ 0 & 0 & 5 & 0 & 0 \\ 0 & -1/3 & -1/3 & -1/3 & 0 \\ -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 \end{pmatrix} \quad \dots (4)$$

$$40 \quad \begin{pmatrix} -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 \\ 0 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & 0 \\ 0 & 0 & -1/3 & -1/3 & -1/3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1/3 & -1/3 & -1/3 & 0 & 0 \\ 0 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & -1/5 & 0 \\ -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 & -1/7 \end{pmatrix} \quad \dots (5)$$

55 In den obigen Ausdrücken sind die Koeffizienten $1/3$, $1/5$ und $1/7$ lediglich Beispiele einer Ausführung. In der Praxis ist es vorzuziehen, eine Korrektur durch Gewichten solcher Koeffizienten vorzunehmen. Daher hat die Faltungsfunktion die folgende allgemeine Form:

$$60 \quad \begin{pmatrix} a(0, 0) & a(1, 0) & a(2, 0) & \dots & a(n, 0) \\ \vdots & \vdots & \vdots & & \vdots \\ a(0, m) & a(1, m) & a(2, m) & \dots & a(n, m) \end{pmatrix} \quad \dots (6)$$

65 In den obigen Ausdrücken sind n und m ungerade Zahlen, wie beispielsweise 3, 5, 7, ... Der Koeffizient von $a(n, m)$ muß bestimmt werden, oder das Gewichten muß durchgeführt werden, während ein tatsächliches Bild des Objektes beobachtet wird.

Auf diese Weise kann das Entfernen einer Unschärfe auf dem dritten tomographischen Bild mittels der ersten bis fünften tomographischen Bilder vorgenommen werden; das Entfernen einer Unschärfe auf dem vierten tomographischen Bild kann mittels der zweiten bis sechsten tomographischen Bilder durchgeführt werden; und das Entfernen einer Unschärfe kann auf dem fünften tomographischen Bild mittels der dritten bis siebten tomographischen Bilder vorgenommen werden. In idealer Weise ist es vorzuziehen, das Entfernen einer Unschärfe mittels nicht nur der vorangehenden zwei tomographischen Bilder und der nachfolgenden zwei tomographischen Bilder, sondern auch der vorangehenden und nachfolgenden zehn bis zwölf tomographischen Bilder durchzuführen. Hinsichtlich eines Zahnes, der Dentition oder des Kieferknochens ist es ausreichend, ein Bild eines Teiles mit einer Breite von 10 mm aufzunehmen. Hinsichtlich der zum Durchführen des Prozesses erforderlichen Zeit und der Speicherkapazität muß die Anzahl der zu verwendenden Bilder bestimmt werden.

Fig. 12 ist ein Flußdiagramm, das ein spezifisches Beispiel des Prozesses zum Entfernen einer Unschärfe gemäß der Erfindung veranschaulicht. In diesem Beispiel werden drei Bilder ohne Unschärfe vorbereitet, indem fünf tomographische Bilder verwendet und dann einer Summierzusammensetzung unterworfen werden.

Zunächst wird die Normierung des horizontalen Vergrößerungsfaktors beschrieben. In insgesamt fünf tomographischen Bildern, d. h. dem mittleren tomographischen Bild, den äußeren ersten und zweiten tomographischen Bildern und den inneren ersten und zweiten tomographischen Bildern sind die horizontalen Vergrößerungsfaktoren verschieden voneinander, da die Positionen der tomographischen Ebenen verschieden voneinander sind. Folglich wird eine Korrektur vorgenommen, um die horizontalen Pixelzahlen auszugleichen.

Wenn das mittlere tomographische Bild aus beispielsweise 1000 Pixels in lateraler oder seitlicher Richtung und 500 Pixels in vertikaler Richtung besteht, so ist die horizontale Pixelzahl des tomographischen Bildes, die um eins weiter nach außen als die Mitte liegt, als $1000 \times (42/40) = 1050$ ausgegeben. Oben wird angenommen, daß die Breite des Sekundärschlitzes des Röntgendetektors 40 Pixels entspricht. Folglich ist der horizontale Vergrößerungsfaktor durch $42/40$ gegeben.

Um die horizontale Pixelzahl mit derjenigen des mittleren tomographischen Bildes zusammenfallen zu lassen, wird daher die horizontale Pixelzahl mit dem Kehrwert des horizontalen Vergrößerungsfaktors, d. h. $40/42$, multipliziert, um zu $1050 \times (40/42) = 1000$ Pixels korrigiert zu werden. In ähnlicher Weise ist die horizontale Pixelzahl des tomographischen Bildes, das um zwei weiter nach außen als die Mitte liegt, als $1000 \times (44/40) = 1100$ gegeben, und damit wird die horizontale Pixelzahl mit dem Kehrwert des horizontalen Vergrößerungsfaktors, d. h. $40/44$, multipliziert, um zu $1100 \times (40/44) = 1000$ Pixels korrigiert zu werden. Dagegen ist die horizontale Pixelzahl des tomographischen Bildes, das um eins weiter nach innen als die Mitte liegt, als $1000 \times (38/40) = 950$ ausgegeben, und damit wird die horizontale Pixelzahl mit dem Kehrwert des horizontalen Vergrößerungsfaktors, d. h. $40/38$, multipliziert, um zu $950 \times (40/38) = 1000$ Pixels korrigiert zu werden. Die horizontale Pixelzahl des tomographischen Bildes, das um zwei weiter nach innen als die Mitte liegt, wird als $1000 \times (36/40) = 900$ ausgegeben, und damit wird die horizontale Pixelzahl mit dem Kehrwert des horizontalen Vergrößerungsfaktors, d. h. $40/36$, multipliziert, um zu $900 \times (40/36) = 1000$ Pixels korrigiert zu werden.

Danach wird ein Faltungsprozeß oder ein Frequenzprozeß mittels drei tomographischer Bilder, d. h. den äußeren zwei und dem mittleren, unter den fünf tomographischen Bildern durchgeführt, die der Normierung des horizontalen Vergrößerungsfaktors unterworfen waren. Als Ergebnis wird ein Bild ohne Unschärfe I1 erzielt. Weiterhin wird ein Faltungsprozeß oder ein Frequenzprozeß mittels drei tomographischer Bilder, d. h. dem mittleren Bild, dem äußeren ersten Bild und dem inneren ersten Bild, mit dem Ergebnis vorgenommen, daß ein Bild ohne Unschärfe I2 erhalten wird, und ein Faltungsprozeß oder ein Frequenzprozeß wird mittels drei tomographischer Bilder, d. h. dem mittleren Bild und den inneren zwei Bildern, mit dem Ergebnis durchgeführt, daß ein Bild ohne Unschärfe I3 erzielt wird.

Danach werden die Bilder ohne Unschärfe I1 bis I3 miteinander summiert, und es wird ein zusammengesetztes tomographisches Bild ohne Unschärfe erhalten.

Oben wurde ein Beispiel beschrieben, bei dem ein Bild ohne Unschärfe mittels drei tomographischer Bilder erhalten werden kann. Alternativ kann ein Bild ohne Unschärfe aus fünf, sieben oder mehr tomographischen Bildern berechnet werden.

Wie oben in Einzelheiten erläutert ist, wird erfindungsgemäß ein Faltungsprozeß mittels mehrerer tomographischer Bilder durchgeführt, wodurch ein tomographisches Bild, das frei von Unschärfe ist, erhalten werden kann. In dem Fall, in welchem ein Röntgenabbildungsprozeß mittels weiter Röntgenstrahlen vorgenommen wird, kann daher selbst bei unscharfen tomographischen Bildern ein klares tomographisches Bild durch das oben erläuterte Entfernen von Unschärfe gewonnen werden.

Das Verwenden von weiten Röntgenstrahlen liefert Vorteile, wie insbesondere: 1) Einflüsse von Behinderungsschatten, wie beispielsweise Halswirbel, können reduziert werden; 2) die Nutzwirksamkeit von Röntgenstrahlen ist verbessert, und der Strom einer Röntgenröhre kann vermindert werden, um so die Belastung der Röntgenröhre abzusinken; und 3) eine Röntgendetektoreinrichtung mit großem Abbildungsbereich kann verwendet werden, und damit kann die Abbildungswirksamkeit verbessert werden.

Wenn tomographische Bilder, aus denen Unschärfen entfernt sind, miteinander summiert werden, um ein zusammengesetztes tomographisches Bild zu erhalten, so ist es möglich, ein Röntgentomographiebild zu erzielen, das einen verminderten Pegel an Rauschen und eine höhere Schärfe hat.

Patentansprüche

1. Dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät mit:
einer Röntgenquelle (2) zum Bestrahlen eines Objektes (1) mit Röntgenstrahlen,
einer Röntgenbilddetektoreinrichtung (3) zum Erfassen eines Bildes der Röntgenstrahlen, die durch das Objekt (1) verlaufen sind,

einer Schwenkeinrichtung (4), um die Röntgenquelle (2) und die Röntgendetektoreinrichtung (3) insgesamt um das Objekt (1) zu schwenken,
einer Bildspeichereinrichtung (5) zum Speichern von Bildinformation, die von der Röntgendetektoreinrichtung (3) während einer Zeitdauer ausgegeben ist, in der die Schwenkeinrichtung (4) arbeitet, und
5 einer Bildprozessoreinrichtung (6), um aufgrund der in der Bildspeichereinrichtung (5) gespeicherten Bildinformation ein tomographisches Bild längs einer gewünschten tomographischen Ebene zu erzeugen und einen Rechenprozeß an dem tomographischen Bild auszuführen, dadurch gekennzeichnet, daß
mehrere tomographische Bilder entsprechend mehreren tomographischen Ebenen, die in vorbestimmten Intervallen längs einer Richtung der Röntgenbestrahlung angeordnet sind, berechnet werden (U1), ein
10 Faltungsprozeß oder ein Frequenzprozeß (U2) an einem spezifischen tomographischen Bild mittels Bildinformation von wenigstens einem der tomographischen Bilder ausgeführt wird, und dadurch eine Unschärfe aus dem spezifischen tomographischen Bild entfernt wird.
2. Dentales Panorama-Röntgenabbildungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Entfernen einer Unschärfe an zwei oder mehr Bildern der tomographischen Bilder ausgeführt wird, und daß die
15 tomographischen Bilder, aus denen eine Unschärfe entfernt wurde, miteinander summiert werden, um ein zusammengesetztes tomographisches Bild zu erhalten (U3).

Hierzu 9 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

FIG. 1

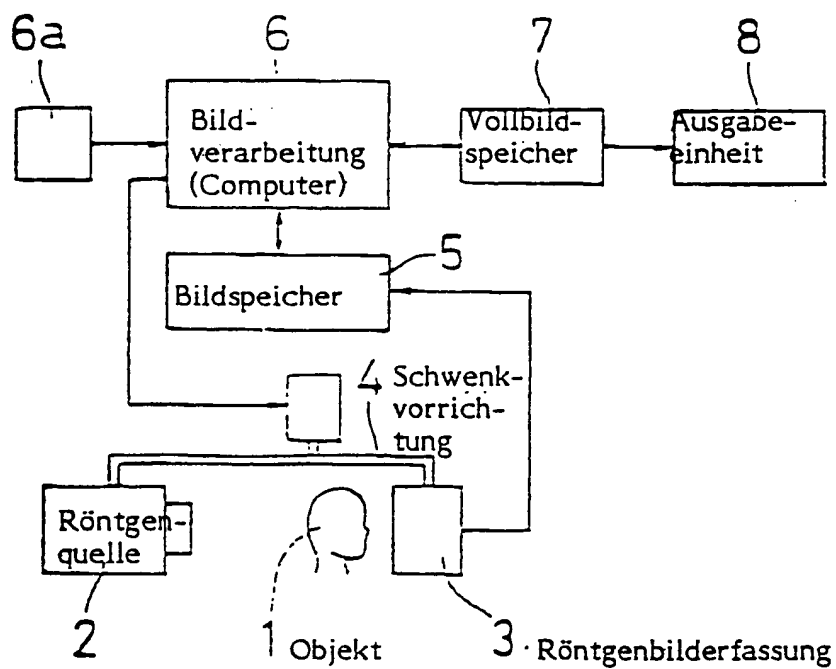


FIG. 2

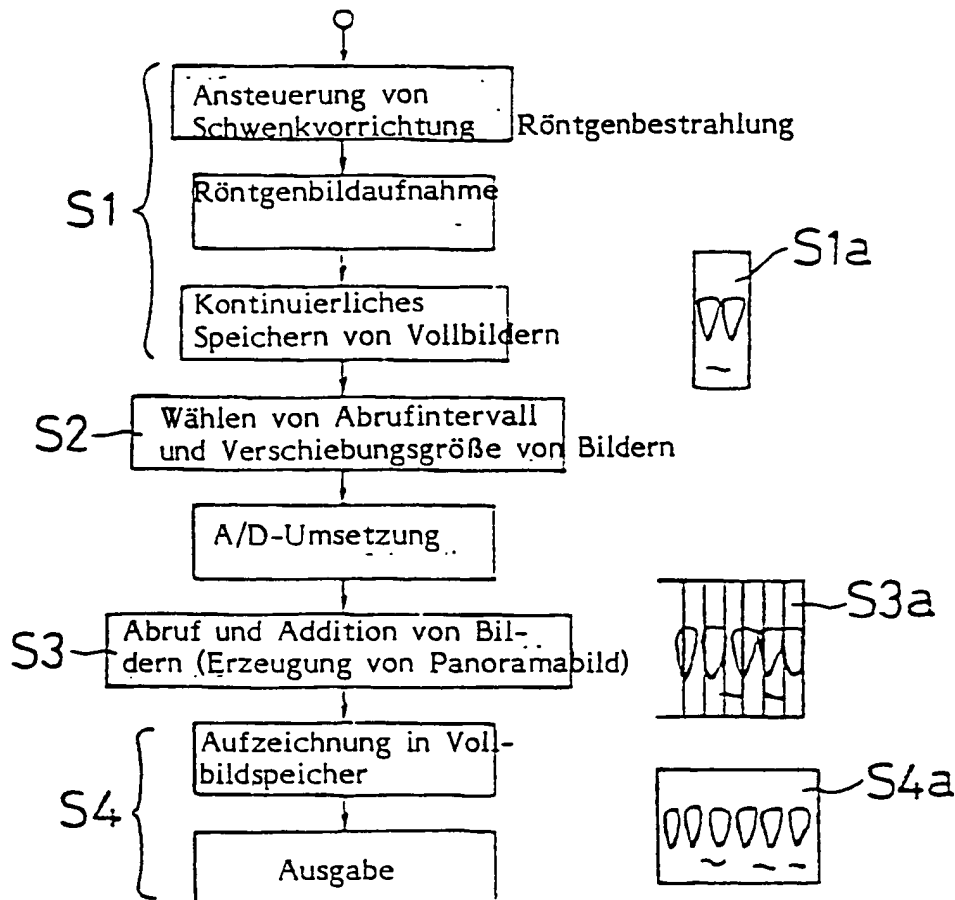


FIG. 3

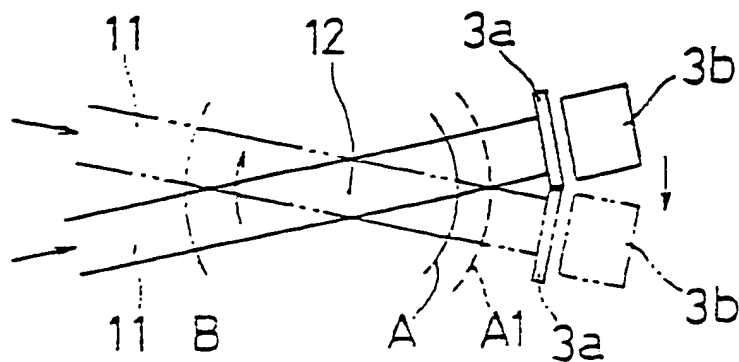


FIG. 4

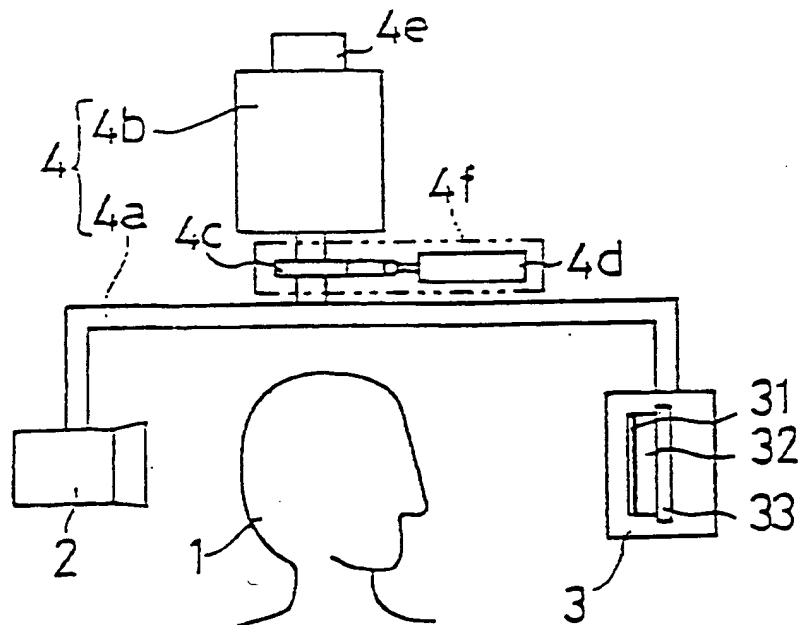


FIG. 5

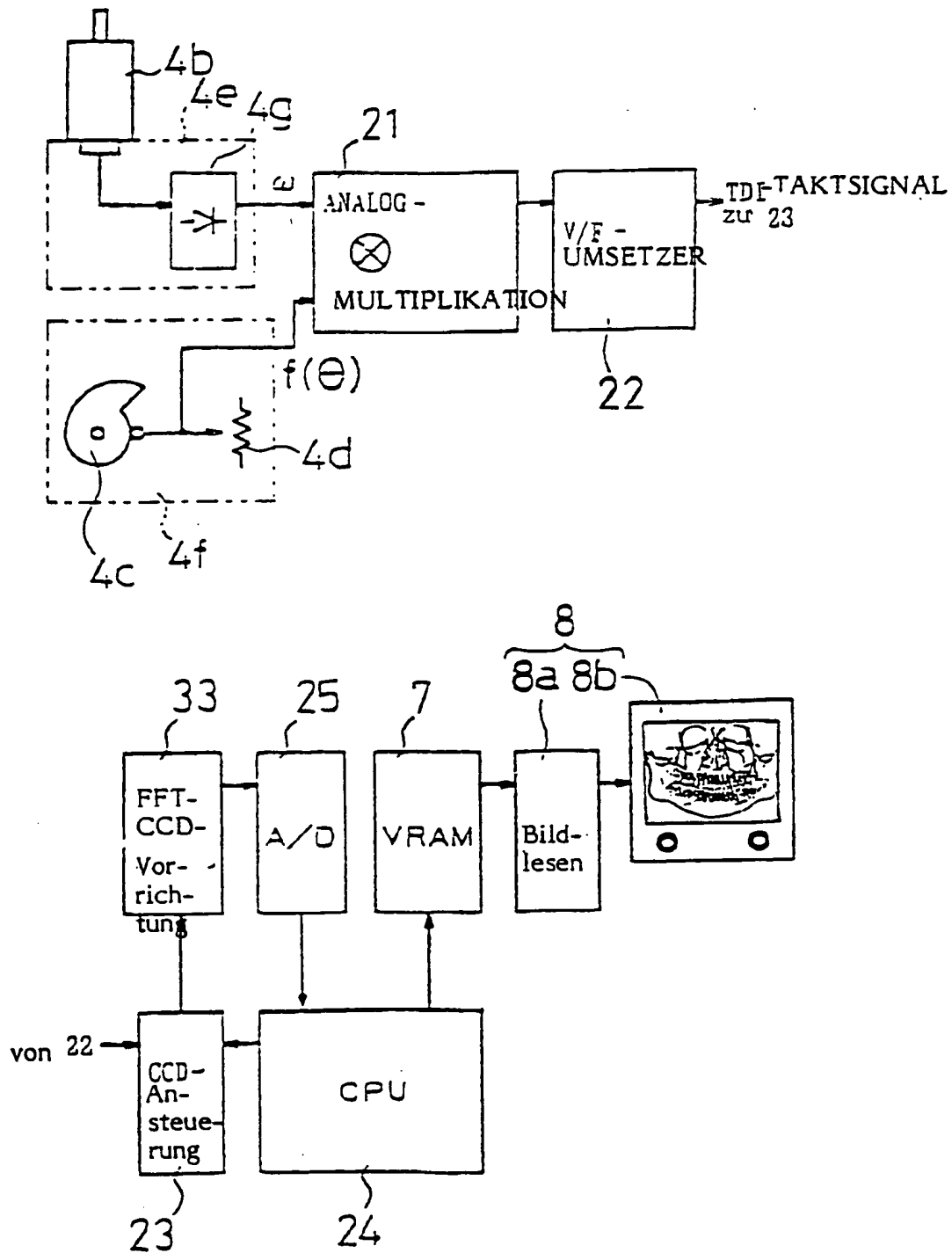


FIG. 6

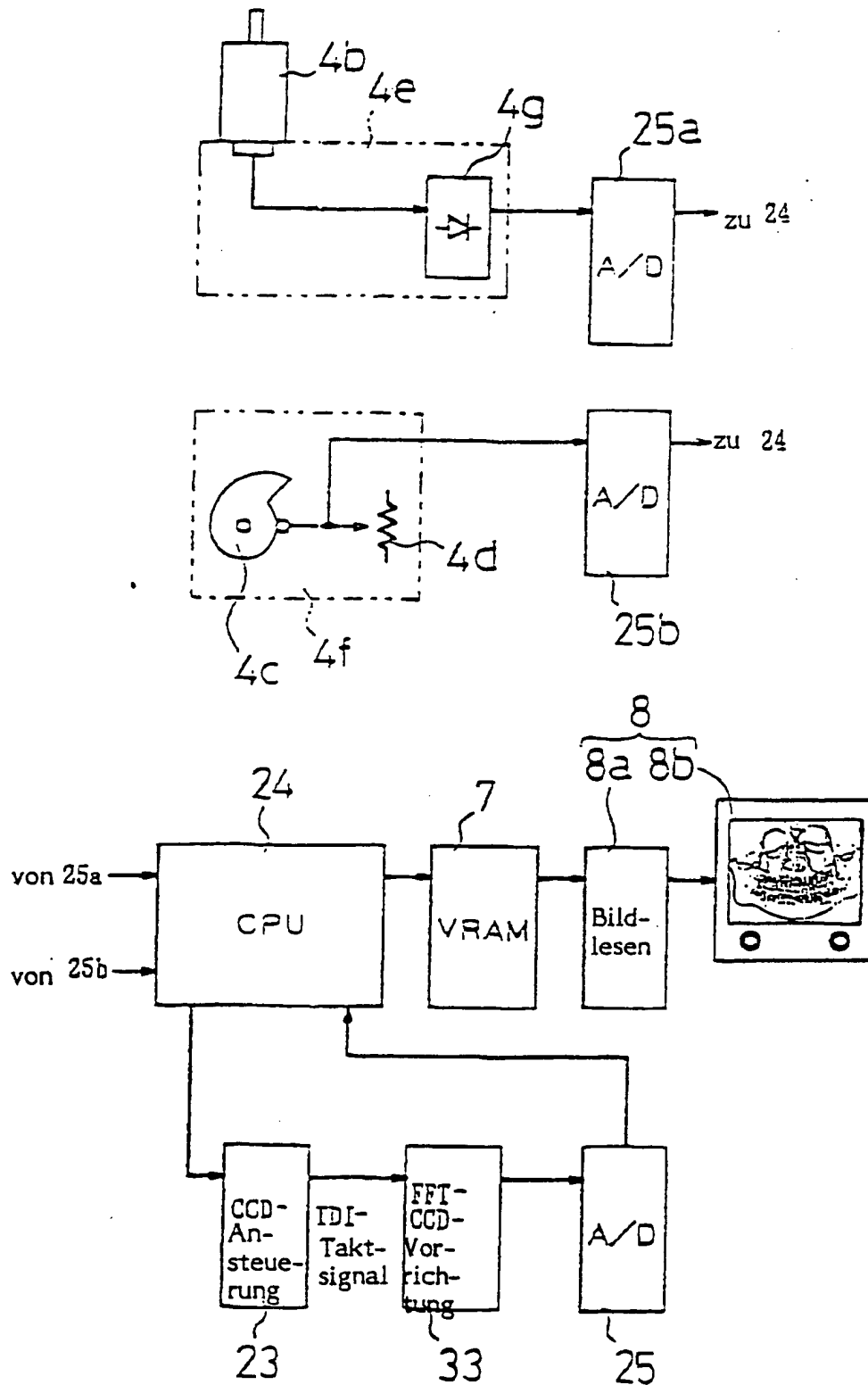


FIG. 7

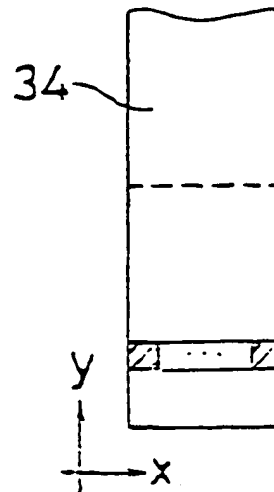


FIG. 8

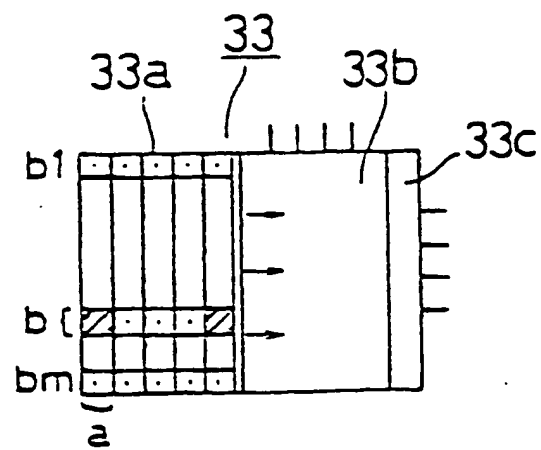


FIG. 9

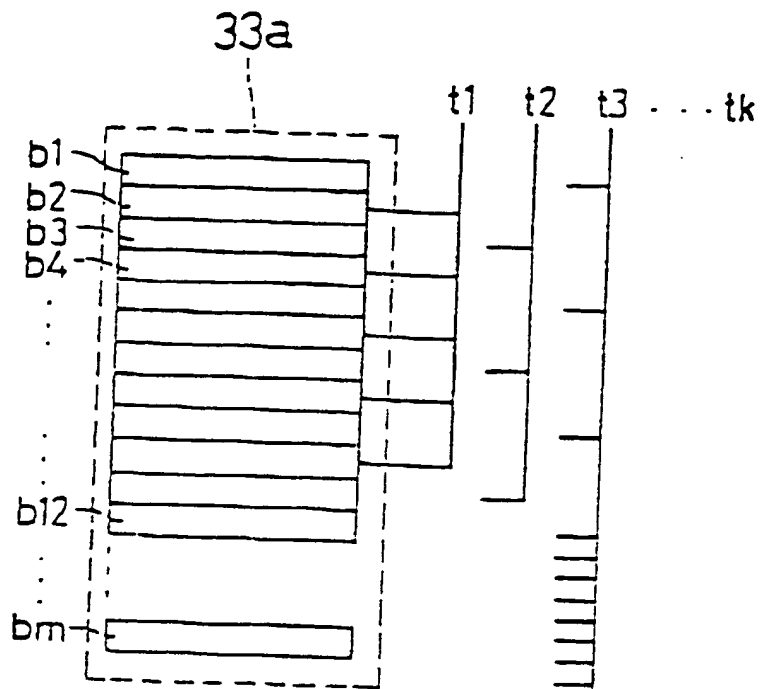


FIG. 10

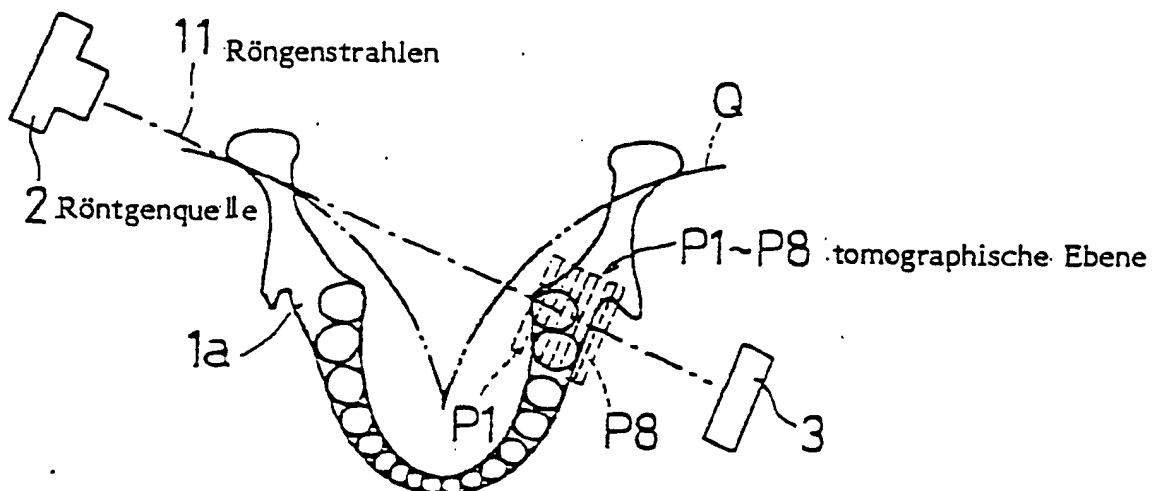


FIG. 11

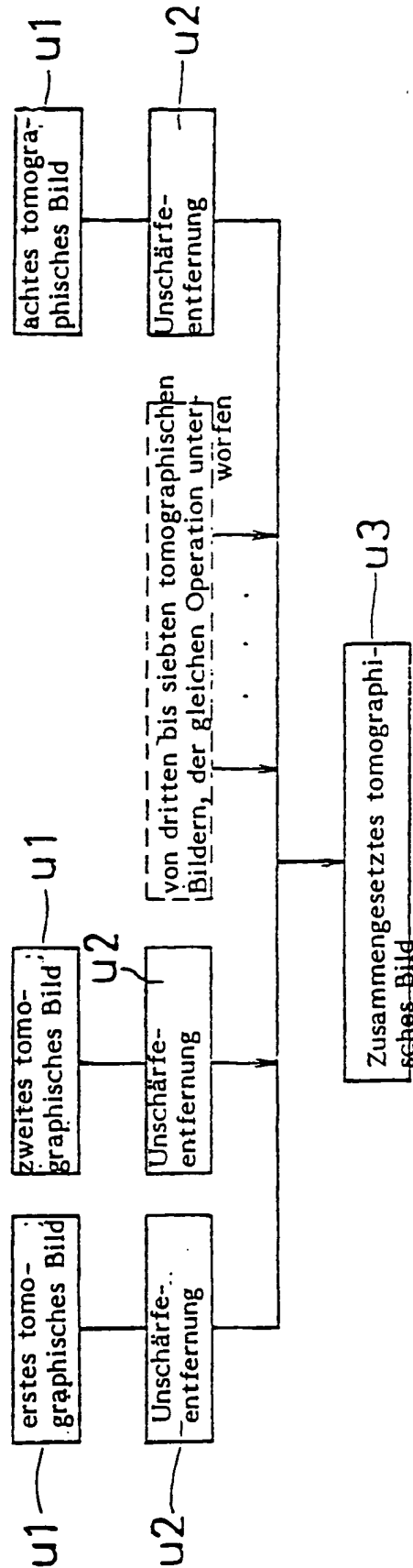
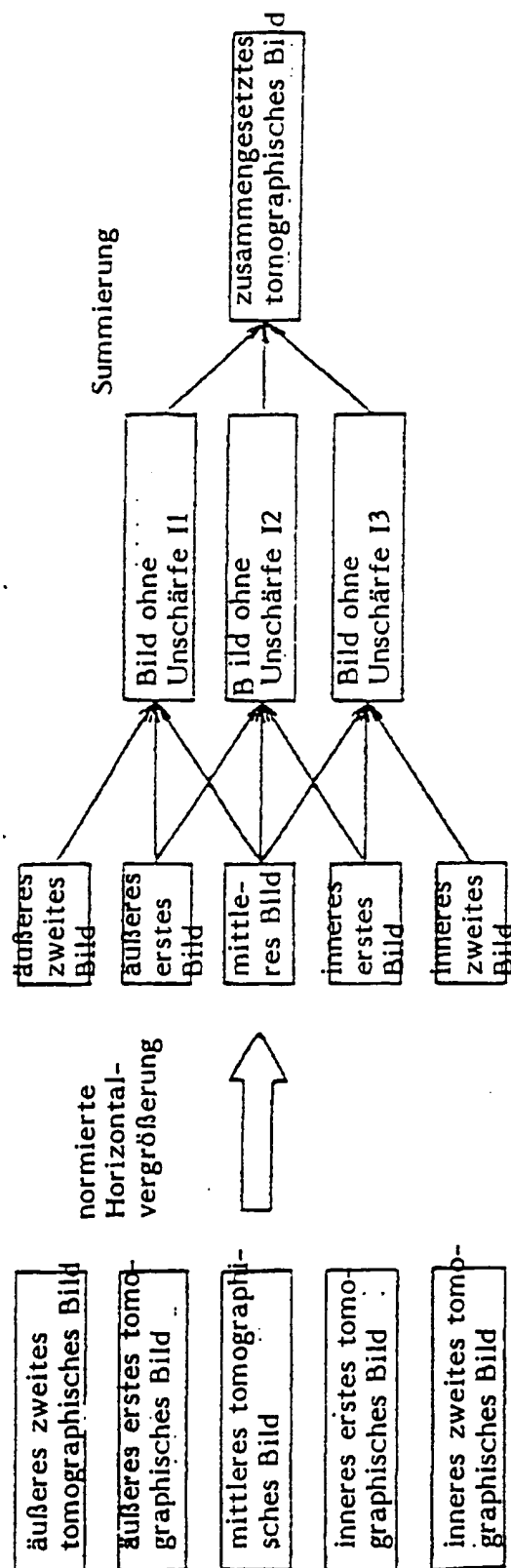


FIG.12

Faltungsprozeß
oder Frequenzprozeß



DE 196 48,076 A1

1. Dental panoramic x-ray imaging device with:

an x-ray source (2) for irradiating an object (1) with x-rays;

an x-ray image detector device (3) for capturing an image of the x-rays that pass through object (1),

a turning device (4) in order to turn the x-ray source (2) and the x-ray detector device (3) as a whole around object (1),

an image storage device (5) for storing image information, which is emitted by the x-ray detector device (3) during a time period, in which turning device (4) is operated, and

an image processor unit (6), in order to produce a tomographic image along a desired tomographic plane based on the image information stored in the image storage device (5), and to conduct a calculation process on the tomographic image, **is hereby characterized** in that

several tomographic images corresponding to several tomographic planes, which are arranged at predetermined intervals along one direction of the x-ray

irradiation, are calculated (U1), a convolution process or a frequency process (U2) is conducted at a specific tomographic image by means of image information from at least one of the tomographic images, and in this way, places that are not sharply defined are removed from the specific tomographic image.

